(Aus der ophthalmologischen Klinik der Universität Bern
Direktor: [Prof. Dr. H. Goldmann])

Photographische Bestimmung der Tiefe und des Volumens der Vorderkammer

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Würde eines Doctor medicinae
der Universität Bern

Vorgelegt von

Max R. Heim

von Neuendorf (Solothurn)

1941

VERLAG VON S. KARGER IN BASEL

Auf Antrag des Herrn Prof. Dr. *H. Goldmann* von der medizinischen Fakultät zum Druck als Dissertation genehmigt.

Bern, den 12. Februar 1941.

Der Dekan der medizinischen Fakultät
sig. Prof. Dr. *H. Bluntschli*

R. UNIV.
BIBLIOTHEEK
LEIDEN

Sonderdruck aus „Ophthalmologica", Vol. 102, No. 4

Nachdem das Problem der Spaltlampenphotographie technisch gelöst war, lag der Gedanke nahe, das von *Goldmann* dafür geschaffene, relativ einfache Instrument für neue Untersuchungen zu verwerten. Unter anderem sollte versucht werden, auf photographischem Wege das Quantum des in der vorderen Augenkammer befindlichen Kammerwassers zu bestimmen. Es ist dies ein Problem, das für das Studium des Glaukoms von Bedeutung ist, das aber noch an Bedeutung gewinnen wird, wenn je die Frage nach der Durchflußmenge des Kammerwassers pro Zeiteinheit beim Menschen diskutiert werden sollte. Die meisten bis jetzt vorliegenden Untersuchungen beziehen sich einzig auf die Tiefe der vorderen Kammer, die auf sehr verschiedene Weise bestimmt wurde. Dabei wurde der Abstand vom Scheitelpunkt der Hornhautvorderfläche bis zur Pupillarsaumebene oder bis zum Scheitelpunkt der Linsenvorderfläche bestimmt. Zum Teil wurde sogar nur der *scheinbare* Abstand dieser Punkte ermittelt, ohne der brechenden Wirkung der Hornhaut und des Kammerwassers Rechnung zu tragen.

Die ersten, rein anatomischen Bestimmungen der Kammertiefe wurden 1720 von *Petit* und 1832 von *Krause* ausgeführt. *Krause* legte durch das frisch enukleierte menschliche Auge einen sagittalen Schnitt und betrachtete die eine Hälfte durch ein dünnes Glasplättchen mit Millimetereinteilung. Exakte optische Messungen wurden erstmals von *Helmholtz* mit Hilfe des Hornhautreflexbildes ausgeführt. Ebenfalls mit Hilfe von Reflexbildern wurde später die Kammertiefe bestimmt mit dem von *Blix* dafür angegebenen Ophthalmometer und mit dem stereoskopischen Instrument von *Hegg*. *Donders, Horstmann* und *Contino* benützten das Hornhautmikroskop zu ähnlichen Messungen, wobei aus der Verschiebung desselben zwischen genauer Einstellung der Hornhaut- und dann der Linsenvorderfläche die scheinbare Tiefe der Vorderkammer abgelesen und die wahre Kammertiefe berechnet werden konnte. Später wurden genauer arbeitende Methoden von

Lindstedt, Raeder und *Rosengren* zu Serienuntersuchungen verwendet; auf ihre Resultate werden wir später noch zurückkommen. *Grönholm* maß die Kammertiefe bei seitlicher Betrachtung des Auges im Wasserbad.

Als neue Methode gesellt sich zu den vorerwähnten die Möglichkeit hinzu, mit Prof. *Goldmanns* Instrument für Spaltlampenphotographie einen optischen Schnitt durch den vorderen Augenabschnitt photographisch festzuhalten, auszumessen und umzurechnen.

Bedeutend schwieriger als die Messung der Kammertiefe ist die Frage der Volumetrie am lebenden Menschen anzugehen. Ich konnte darüber nur zwei Angaben finden:

1921 haben *Magitot* und *Mestrezat* im Verlaufe ihrer Forschungen über das Kammerwasser das Volumen desselben bestimmt, indem sie die Vorderkammer lebender Augen mit einer nicht genauer beschriebenen Spritze punktierten und alle Flüssigkeit absogen. Sie erhielten dabei Werte von 150—200 cmm; bei einer hohen Myopie wurden 300 cmm, bei 2 Fällen von Glaukom 50 und 68 cmm gefunden.

Friedenwald und *Pierce* beobachteten später ein Kind mit Linsenluxation in die Vorderkammer; in einem gewissen Moment legte sich diese Linse ventilartig auf die Pupille, so daß im Verlauf einer knappen Stunde die Iris nach und nach durch das hinter ihr erzeugte Kammerwasser nach vorn an die Cornea angepreßt und die Vorderkammer aufgehoben wurde. Das Volumen dieser Vorderkammer vor dem Ventilverschluß wurde nach folgender Formel ausgerechnet:

$$V = \frac{\pi}{3} (Rh^2 + r^2h).$$

Dabei ist R = Hornhautradius, h = Kammertiefe, r = senkrechter Abstand von der optischen Achse zum Kammerwinkel. Diese Formel gilt genau nur für ein Kugelsegment, wie z. B. die Vorderkammer eines aphakischen Auges; für ein normales Auge ist sie nur approximativ gültig.

Angesichts der geometrisch einzigartigen Form der Vorderkammer mußte deren Volumenbestimmung ein ziemlich komplexes Problem sein. Um mit Hilfe unseres Instrumentes zur Lösung desselben zu gelangen, stellten sich folgende Teilaufgaben:

1. Konstruktion eines Apparates, der uns einen optischen Schnitt durch die Vorderkammer festhält.

2. Umrechnung dieses durch die Brechkraft der Cornea veränderten optischen Schnittes auf seine wahre Größe.

3. Ausrechnung des Volumens aus der wahren Sagittalschnittfläche.

4. Praktische Anwendung des Apparates für Serienuntersuchungen. Bestimmung der Fehlergrenzen und Fehlerquellen.

5. Ermittlung einer vereinfachten Formel zur abgekürzten Volumenberechnung aus dem optischen Schnitt.

Die erste Aufgabe war von *Goldmann* schon seit einiger Zeit gelöst worden; in Vol. 98 der «Ophthalmologica» findet sich eine Beschreibung seines Instrumentes für Spaltlampenphotographie und -photometrie. Es ist dies im Prinzip eine Spaltlampe, deren Beleuchtungsvorrichtung und Kamera auf einer Platte fixiert sind. Diese Platte bewegt sich innert 2 Sekunden 10 mm nach vorwärts. Während dieser Zeit werden auf dem in der Kamera rotierenden Film immer diejenigen Stellen festgehalten, die sich im Focus des Beleuchtungsbüschels befinden. Wir erhalten dadurch eine Photographie des optischen Schnittes in natürlicher Größe, wie wir ihn vergrößert in der Spaltlampe sehen können. Es wurde durch Vorsetzen eines Cylinderglases + 4 dptr vor die Beleuchtungslinse das Spaltbild soweit verlängert, daß es länger war als der Corneadurchmesser. Ueber die Technik im einzelnen siehe später.

Durch die brechende Wirkung der Hornhaut und des Kammerwassers erscheinen uns aber, in der Photographie wie bei der Betrachtung mit der Spaltlampe oder mit unbewaffnetem Auge, Iris und Linse leicht vergrößert und an die Hornhaut angenähert. Es mußten daher sämtliche abgebildeten Punkte der Iris und der Linse auf ihre wirkliche Lage umgerechnet werden. Dies kann rechnerisch oder graphisch geschehen. Dabei mußte vor allem die Frage erörtert werden, ob die Krümmungsänderung der Cornea in der Peripherie nicht zu groben Fehlern Anlaß gibt, wenn die Hornhautoberfläche als Teil einer Kugel betrachtet wird. Wie wir später aus unseren Kurven sehen werden, haben diese physiologischen Abweichungen von einer mittleren Krümmung praktisch innerhalb der betrachteten Tiefe keinen Einfluß auf die sagittale Verschiebung eines durch Hornhaut und Kammerwasser gebrochenen Strahles; ihr Einfluß auf die Höhenverschiebung ist größer, der dadurch entstehende Fehler aber jedenfalls im Vergleich zu anderen Fehlerquellen unwesentlich.

Um das Folgende zu verstehen, betrachten wir zunächst, was bei einer photographischen Aufnahme mit dem *Goldmann*schen Instrument geschieht. Das Lichtbüschel der Spaltlampe dringt längs der Corneaachse senkrecht ins Auge ein. Während der Aufnahme bewegt sich der Schlitten mit der ganzen Aufnahmeapparatur längs dieses Büschels vorwärts: es verschiebt sich also das fokusierte Spaltbild längs der Corneaachse in die Vorderkammer hinein. Wir wollen die Ebene, in der diese Verschiebung stattfindet, die Vorderkammerachsenebene E_1 nennen (Fig. 1). Die photographische Kamera steht unter einem Winkel von 45° gegen diese Ebene. Knapp vor dem Film liegt in der Kamera ein senkrechter Spalt, der nur das scharfe Bild des Spaltbildes jeweils auf den sich drehenden Film fallen läßt, alles andere aber abblendet. Kameraspalt und Kameraachse definieren eine senkrechte Ebene, die Kameraachsenebene E_2. Für die künftige Betrachtung brauchen wir nur Strahlen zu berücksichtigen, welche die Schnittlinie dieser Kameraachsenebene mit der Hornhaut passieren. Strahlen, die von solchen Hornhautstellen herkommen, liegen auf dem photographischen Bild des Kammerquerschnittes, den wir auszuwerten haben, auf Linien senkrecht zur Hornhautachse. Da das Licht, das die Abbildung auf dem Film bewirkt, nur aus der Achsenebene der Vorderkammer (E_1) kommt, ergibt sich der wahre Querschnitt der Vorderkammer aus dem scheinbaren Querschnitt des Film-

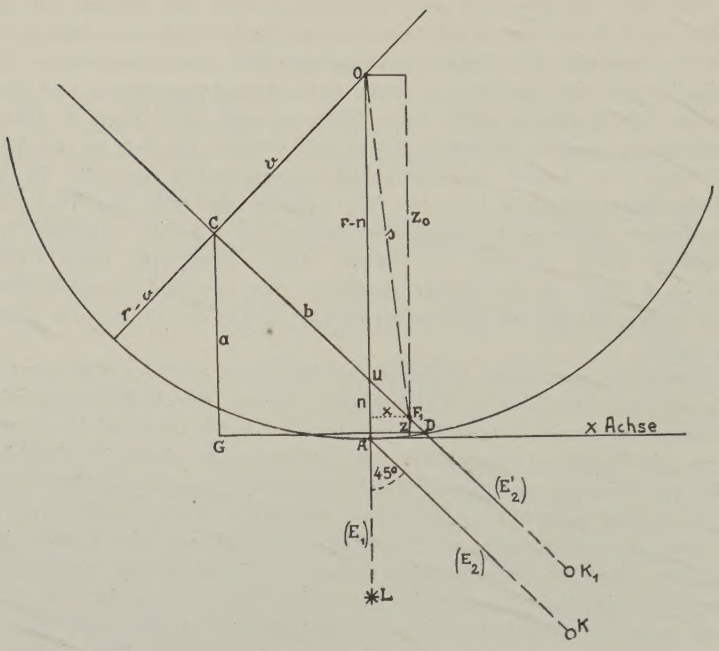


Fig. 1. Siehe Text.

bildes, wenn wir die Strahlen, welche den Kameraknotenpunkt mit der Schnittlinie von Cornea und Ebene E_2 verbindet, vor und nach ihrer Brechung an der Hornhaut bis zur Ebene E_1 (Vorderkammerachsenebene) verfolgen. Wir haben diese Aufgabe zum Teil rechnerisch, zum Teil graphisch durchgeführt, und im folgenden soll nicht die ganze Methodik, sondern nur ihre Grundlinie behandelt werden.

Zunächst haben wir für den Fall, daß das Spaltbild in Luft gerechnet bis 0, 1, 2, 3, ... n mm hinter dem Corneapol vorrückt, die Koordinaten der Punkte der Schnittkreise der Ebene E_2 mit der Hornhaut berechnet. Die Hornhaut wurde dabei kugelförmig angenommen und die Rechnung für Hornhautradien von 7, 7,5, 8 und 8,5 mm durchgeführt. Die drei Koordinaten sind: x = frontale, horizontale Abscisse, nach rechts positiv gemessen, y = frontale, vertikale Ordinate, nach oben positiv gemessen, z = sagittale und horizontale Koordinate, in der Richtung des Lichtstrahles positiv gemessen. Nullpunkt des Koordinatensystems war der vordere Hornhautpol. Aus dem Horizontalschnitt durch die Hornhaut (Fig. 1) ergibt sich folgendes: Spaltbüschelrichtung L O; Kameraachsenebene für n = null: K A; für n = AU:K_1UC. Der Schnittkreis der Ebene E_2 mit der Cornea für n = n hat den Radius C D = b. Seine Projektion auf eine Frontalebene durch A stellt eine Ellipse dar, deren Horizontalachse = a = G D, deren Vertikalachse b ist. Ihre Formel:

$$\frac{x_0^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} = 1 \quad \ldots . 1)$$

Darin ist $x_0 = GA + x$; $2\,(GA)^2 = v^2$ und $2\,v^2 = (r - n)^2$, worin r Hornhautradius ist. $2\,a^2 = b^2$ und $b^2 = (r - v) \cdot (r + v) = r^2 - v^2$ in dem Kreis mit dem Radius r. Damit sind alle Größen der Formel 1 in den bekannten r und n ausgedrückt, und für jedes beliebige y ist x bestimmbar. Wir wählen später für die Konstruktion y = 1, 2, 3, 4 usw. über der Horizontalen. Nun ist noch z in Beziehung zu x und y zu bringen. Aus Figur 1 ergibt sich $z_0^2 = s^2 - x^2$. In einem zur Papierebene senkrecht stehenden rechtwinkligen Dreieck, dessen Hypothenuse r und dessen beide Katheten s und y sind, ist $r^2 = s^2 + y^2$. Aus beiden Formeln ergibt sich: $z_0^2 = r^2 - y^2 - x^2$, worin $z_0 = r - z$ ist, wie aus der Figur 1 hervorgeht.

Damit ist jeder Punkt der Schnittlinie der Kameraachsenebene mit der Hornhaut definiert. Wir haben für y = 0 bis 6 und für n = 1 bis 4 sowie für r = 7, 7,5, 8 und 8,5 die x und z berechnet und haben darstellend geometrisch die in diesen Punkten vom jeweiligen Kameraknotenpunkt aus einfallenden Strahlen nach ihrer Brechung bis zum Schnitt mit der Corneaachsenebene wie folgt untersucht.

Wir bestimmen nacheinander:

1. die Projektion des gebrochenen Strahles auf die Horizontalebene K O L,
2. die Projektion des gebrochenen Strahles auf die Vorderkammerachsenebene durch L O.

Ad 1. Zur Bestimmung der Projektion des gebrochenen Strahles, der durch einen Punkt der Hornhautoberfläche P_0 (x_0, y_0, z_0) geht, betrachten wir eine Aufsicht (Fig. 2). Der Strahl von K aus treffe die Kugeloberfläche

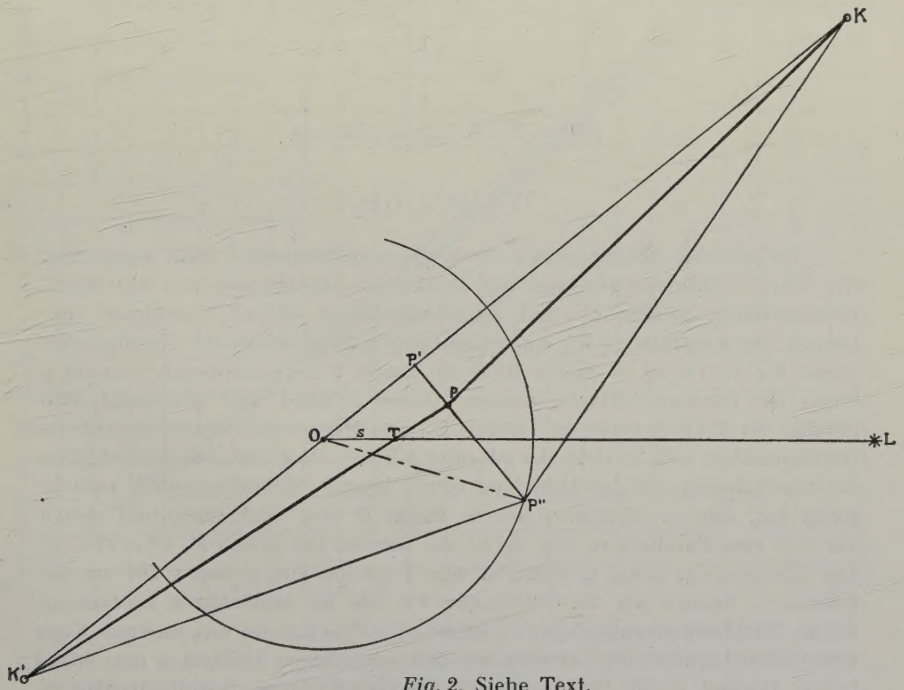


Fig. 2. Siehe Text.

im Punkte P_0; seine Projektion auf die Horizontalebene sei P. Für jedes angenommene y für P_0 errechnen wir, wie oben skizziert, x und z, die für P_0 und P identisch sind. Ziehen wir eine Gerade von K nach O, so ist diese die Spurgerade der Brechungsebene des Strahles in der Ebene K O L, um die man die Brechungsebene umklappen kann. Sie ist zugleich der Hauptstrahl des Abbildungsbüschels, der ungebrochen von K über O nach K′, dem Bilde von K, zieht. Legen wir von P auf die Spurgerade K O eine Senkrechte P P′, so ist diese eine Fall-Linie, die sich beim Drehen des Dreieckes $K P_0 O$ nur in sich selbst verlängert und verkürzt; ihre größte und zugleich wahre Länge hat sie, wenn das Dreieck $K P_0 O$ in die Horizontalebene umgeklappt ist. P_0 wird dadurch zu P″, das auf dem Kreisumfang liegt. Mit Hilfe des Brechungsgesetzes läßt sich zum Strahl K P″ der gebrochene Strahl konstruieren. Der Schnittpunkt dieses gebrochenen Strahles mit dem Mittelstrahl K O liefert uns K′, und die Verbindung dieses Punktes mit P ergibt die Horizontalprojektion des gebrochenen Strahles P K′. Wo dieser gebrochene Strahl die Corneaachse L O schneidet, liegt die gesuchte Projektion des Schnittpunktes des gebrochenen Strahles mit der Sagittalebene des Auges T. Die Strecke O T nennen wir s.

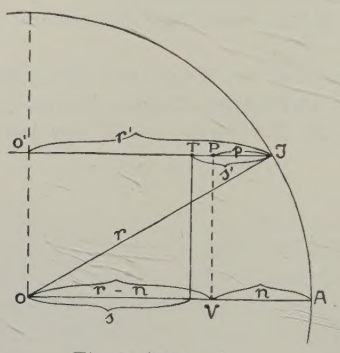


Fig. 3. Siehe Text.

Auf unseren Photographien ist O (Corneamittelpunkt) nicht angegeben, wir müssen vielmehr die Lage des Punktes T als Abstand von der Hornhautoberfläche bestimmen und dementsprechend unsere Ergebnisse umformen. Dazu betrachten wir einen sagittalen Schnitt durch eine Photographie (siehe Fig. 3). Es sei in diesem Bilde ein Punkt P im scheinbaren Abstand p hinter der Cornealoberfläche gegeben. Dieser Abstand wird horizontal, also parallel zur Z-Achse gemessen. Ziehen wir von P aus eine Senkrechte auf die Hornhautachse A O, so stellt der Abstand A V den Weg dar, den der Schlitten des Instrumentes seit der Abbildung von A bis zur Abbildung von P zurückgelegt hat, also n. Errichten wir in Punkt O eine Senkrechte und ziehen durch P eine Parallele zu A O, so ist die Strecke I O′ gleich r′; $r'^2 = r^2 - y^2$ und $p = r' - (r - n)$; n selbst ist eine Funktion von p und y für ein gegebenes r. Nennen wir die Entfernung I T, die der scheinbaren Entfernung I P in Wirklichkeit entspricht, s′, so ist $s' = r' - s$. s ist aus unseren Konstruktionen bekannt, also können wir den scheinbaren Abstand p zum wirklichen Abstand s′ für verschiedene y bei verschiedenen Hornhautradien in

Beziehung setzen, was graphisch in Fig. 4 dargestellt ist, und zwar so, daß die Werte sich auf die fünffach vergrößerte Photographie des Kammerquerschnittes beziehen. Es ergibt sich folgendermaßen eine Kurvenschar: es wurden jeweils für ein gegebenes y und das größte und kleinste r die in Betracht kommenden Kurvenstücke ausgezogen, so daß für dieses y und einen zwischen beiden Radien liegenden r-Wert leicht interpoliert werden konnte, da, wie die Kurvenschar zeigt, die Fehler einer solchen Interpolation nur klein sind. Die Teilkurven überdecken und überschneiden sich z. T., die weiter unten liegenden in einem sehr stumpfen Winkel. Mit abnehmendem y nahm die Divergenz der Einzelkurven zu, d. h. je näher der Punkt der optischen Achse liegt, um so größer ist der Einfluß des Cornealradius auf die Verlagerung des wirklichen Punktes nach hinten. Dieser Einfluß ist auch um so größer, je größer p ist. Große p kommen nur in der Gegend der optischen Achse vor, während sie näher dem Kammerwinkel klein sind. Wo also das *Javals*che Ophthalmometer uns leicht eine genaue Angabe des Hornhautradius liefert, ist eine größere Genauigkeit bei der Berücksichtigung von r nötig, während in der Peripherie, wo die Radienwerte unsicher werden, wegen der Kürze von p ein Radiusfehler geringe Bedeutung hat.

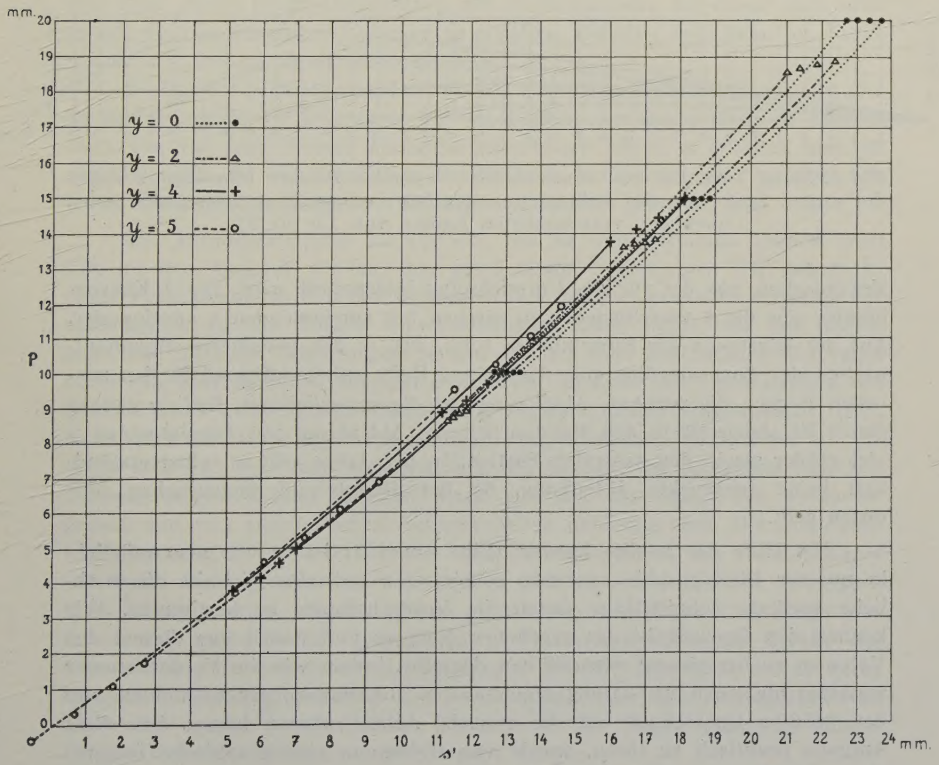


Fig. 4. Siehe Text. Die jeweils am weitesten links liegenden Punkte, welche zu ein und demselben y gehören, entsprechen r = 7,0, dann folgt nach rechts 7,5, 8,0 und 8,5.

Im Prinzip ist es unrichtig, die zur Achse senkrechte Koordinate eines Punktes in der Photographie gleich y zu setzen. Denn y ist die Ordinate des Durchstoßpunktes des Strahles vom Kameraknotenpunkte her mit der Cornea. Erst seine Verlängerung bis zum Schnitt mit der Achsenebene ist die Ordinate eines Punktes der Photographie. Wir wollen diese Ordinate η nennen. Sie ist im Maximum um 3% größer als das y des Corneadurchstoßpunktes. Der Unterschied zwischen η und y kann in unserem Diagramm ruhig vernachlässigt werden.

Ad. 2. Es bleibt nur noch übrig, die Verlagerung in vertikaler Richtung zu bestimmen, die ein vom Kameraknotenpunkt ausgehender Strahl nach der Brechung erfährt, bis er die Axenebene schneidet. Auch hiebei gingen wir wieder graphisch nach Methoden der darstellenden Geometrie wie bei 1 vor. Das Ergebnis dieser Konstruktionen ist für Cornearadien 7 bis 8,5 und für n = 1, 2, 3, 4 mm hinter dem Hornhautpol als Kurvenschar im Diagramm 5 eingetragen. Die Abscisse des Diagramms ist hier η, also die Ordinate eines Punktes der Photographie. Die Ordinate des Diagramms d ist der Betrag, um den der wahre Ort eines Punktes der Vorderkammeraxe näher liegt als der scheinbare. Wie gesagt, erhält man für verschiedene n und r die gezeichnete

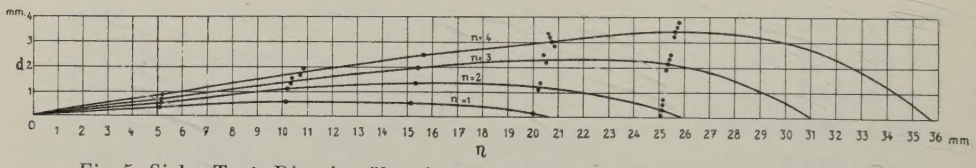


Fig. 5. Siehe Text. Die vier übereinander liegenden Punkte (manchmal wegen der engen Lage nur die äußersten angegeben) entsprechen von unten nach oben den verschiedenen Radien von 7,0 bis 8,5.

Kurvenschar, aus der für die Umzeichnung interpoliert wird. Die 4 Kurvenbündel (für die 4 verschiedenen n) streben mit zunehmenden η auseinander. Aus der Divergenz der Einzelkurven folgt, daß in den peripheren Hornhautpartien der Cornealradius eine deutlichere Rolle spielt, während in den zentralen Partien die vertikale Ablenkung für die verschiedenen Radien nahezu gleich ist. Auch ist in den Randpartien die Ablenkung mit zunehmenden n viel größer als in den zentralen Partien. In der Achse gibt es selbstverständlich keine senkrechte Ablenkung, da der Hauptstrahl ungebrochen hindurch geht.

Mit Hilfe der beiden Kurven (Fig. 4 und 5) ist es uns also möglich, in unserer Photographie aus dem scheinbaren optischen Schnitt die wirkliche sagittale Schnittfläche durch die Vorderkammer zu bestimmen. Wir kennen den Querschnitt des gegebenen Körpers und haben aus diesem das Volumen zu berechnen; wir erhalten dasselbe, indem wir die Vorderkammer zunächst als einen vollständig regelmäßigen Rotationskörper betrachten und den größten Querschnitt um die optische Achse rotieren lassen. Um diese Aufgabe praktisch zu lösen, wurde von *Goldmann* eine graphische Integrationsmethode ausgearbeitet und kürzlich publiziert. Dieselbe besteht im wesentlichen in folgendem: wir ziehen eine Senkrechte (y-Achse) zur Hornhaut-Achse (x) des Querschnittes des Rotationskörpers. Vom Nullpunkt dieses

Koordinatensystems zeichnen wir Kreisbögen durch verschiedene Punkte der y-Achse. Die diesen y-Punkten entsprechenden, parallel zur x-Achse gemessenen *wahren* Abstände Iris—Cornea (oder ein Vielfaches davon) werden als Winkel auf den zugehörigen Kreisbögen abgetragen. Verbinden wir die dadurch erhaltenen Punkte miteinander, so erhalten wir eine Fläche, welche dem Volumen des Rotationskörpers proportional ist und welche wir ausplanimetrieren können.

Wir arbeiten mit Kopien, die fünffache Vergrößerungen des Vorderkammerquerschnittes darstellen. Bei der Umformung des Abstandes Cornealrückfläche—Iris in die Winkelfunktionen haben wir jeweis die abgelesenen Millimeter, Abstand Cornea—Iris, mit 5 multipliziert und als Winkel aufgetragen. Behandeln wir nun eine Halbkugel mit dem Radius 5 cm auf die gleiche Weise, so erhalten wir ebenfalls für diesen Rotationskörper eine Integrationsfläche, die seinem Volumen proportional ist. Der Proportionalitätsfaktor ergibt sich, wenn wir nach der Volumsformel $\frac{2}{3} r^3 \pi$ das Volumen einer Halbkugel vom Radius 1 cm (5fache Vergrößerung!) bestimmen und durch den Planimeterwert dividieren; wir erhalten dabei als Verhältniszahl 5,77 und müssen also auch unsere Integrationsflächen der Vorderkammer mit dieser Zahl multiplizieren, um das wahre Volumen zu erhalten. Dieselbe Zahl kann man auch rechnerisch bekommen (s. *Goldmann*).

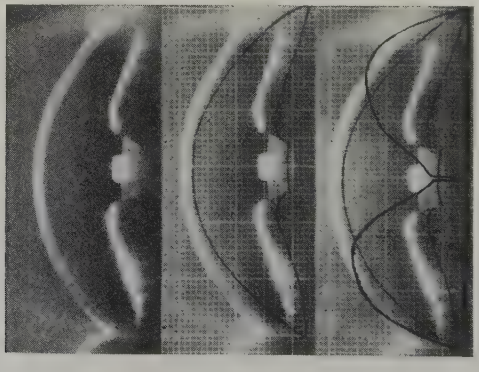
An Hand der Photographien von 107 Versuchspersonen zwischen 10 und 80 Jahren wurde die praktische Verwendbarkeit der neuen Methode ausprobiert. Um von jeder Person genügend brauchbare Bilder zu erhalten und um zugleich auch die Fehlergrenzen der Methode kennenzulernen, wurden von jedem untersuchten Auge acht Einzelphotographien gemacht.

Die *Aufnahmetechnik* ist einfach: die zu untersuchende Person setzt sich an den Apparat wie an eine gewöhnliche Spaltlampe. Wir geben ihr einen Fixierpunkt, so daß das fokusierte Lichtbüschel genau in Richtung der optischen Achse der Cornea vorwärtswandert. Dazu stellen wir das Instrument mit Hilfe der 3 Schrauben so ein, daß bei einer Betrachtung des Auges durch ein über dem Spaltbüschel montiertes Fernrohr der Cornealreflex des Lichtes genau in die Hornhautmitte und zugleich in das Schnittbüschel fällt. Dann wird die Aufnahme vorgenommen, wie *Goldmann* beschrieben hat. Es zeigte sich nun sehr bald, daß wir hier wie bei anderen ophthalmologischen Untersuchungsmethoden ziemlich stark von der Intelligenz der Versuchsperson und von anatomischen Besonderheiten abhängig sind. Der am Apparat befindliche Fixierpunkt konnte beim Photographieren des rechten Auges z. B. nicht mehr gesehen werden, und es mußten andere Punkte des Apparates fixiert werden, um die genaue Einstellung des Auges zu ermöglichen. Dabei war natürlich bei unintelligenten Versuchspersonen die Gefahr des Abweichens vom anbefohlenen Fixierpunkt größer. Immerhin ist es keine besondere Leistung, während der 2-Sekunden-Dauer des Photographierens auch ohne genau beschreibbaren Fixierpunkt die Augen ruhig zu halten. Zittrige Patienten mußten ausgeschlossen werden.

Eine anatomisch bedingte Beschränkung der Schönheit und Verwertbarkeit der Aufnahme lag in der Verschiedenheit der Lidspalte. Wir hatten nur wenige Versuchspersonen, die die Augen in dem grellen Licht so weit öffnen

konnten, daß unten und oben der Limbus ohne Störung durch den Tränensee vollständig sichtbar wurde. Ein Versuch, die Lidspalte gewaltsam durch Lidhalter oder Heftpflasterzüge weit offen zu halten, ergab schlechte Resultate, indem dadurch krampfhafter Lidverschluß und unwillkürliche Augenbewegungen sowie starkes Tränen ausgelöst wurden. Bei 75% aller Versuchspersonen war es nicht möglich, den oberen Kammerwinkel soweit darzustellen, daß eine zeichnerische Ergänzung ohne Willkür möglich gewesen wäre. Die untere Kammerhälfte wurde immer vollständig gewonnen, dazu noch Teile der oberen.

Die erhaltenen Aufnahmen (Fig. 6) gaben genau die natürlichen Dimensionen wieder, abgesehen von der optischen Brechwirkung durch die Cornea. Um die Umrechnungen mit einiger Genauigkeit ausführen zu können, mußten die Negative beim Kopieren vergrößert werden; um die weitere Ausmessung zu erleichtern, wurde zugleich ein Millimeternetz kopiert. Es zeigte sich, daß man bei dieser Arbeit am besten bei schwacher Lichtintensität arbeitet, so daß die Exposition etwa 30—60 Sekunden beträgt. Auf den zuerst erhaltenen Kopien war die Cornea meist nur als dünner Hauch sichtbar, während die Iris (besonders bei blauäugigen Individuen) stark überstrahlt und somit die Kammertiefe seitlich nicht genau meßbar war. Es mußte daher die Cornea auf der Kopie möglichst kurz, die Iris aber überexponiert werden. War die Zeichnung der Linse und der Cornea schwach im Negativ, so mußte das Kopierpapier erst ohne Millimeterpapier exponiert werden, weil sonst der schwache Schatten durch das durchsichtige Papier nicht mehr zeichnete.



a) b) c)

Fig. 6. a) Scheinbarer optischer Schnitt ohne Raster. — b) Wahrer optischer Schnitt mit Millimeternetz. — c) Wahrer opt. Schnitt mit Integrationsflächen.

Betrachten wir nun einmal in Fig. 6 b die Kopie einer Spaltlampenphotographie, wie wir sie durch unser Instrument erhalten, in 5facher Vergrößerung und zur Auswertung bereit. Wir sehen auf ihr zunächst den Sagittalschnitt durch die Cornea, der unten und oben durch die Lider begrenzt ist. Rechts davon befindet sich der optisch leere Raum der Vorderkammer, daneben die Iris und die Linse mit einem Reflexbildchen. Durch das ganze Bild geht die Einteilung des Millimeterpapiers, von der eine Zentimeterlinie zugleich die optische Achse bildet, so daß alle senkrechten und horizontalen Abstände sofort abgelesen werden können. Betrachten wir daneben das Originalbild ohne Raster (Fig. 6 a), so ist dieses bedeutend schärfer, und es sind besonders in der Linse mehr Einzelheiten zu erkennen. Diese Unschärfe unserer Kopien rührt von einer gewissen Opazität her, die unser Millimeterpapier natürlich trotz seiner Durchsichtigkeit besitzt. Unsere Kopien sind aber mit einiger Uebung trotzdem genügend scharf zur Darstellung zu bringen, so daß eine Ablesung auf $^1/_{10}$ mm genau noch gut möglich ist; dies entspricht einer Genauigkeit von 0,02 mm im menschlichen Auge. Wir können also z. B. die Kammertiefe nach entsprechender Umrechnung auf $^1/_{50}$ mm genau aus den Aufnahmen messen.

Unser Sagittalschnitt ist oben und unten begrenzt durch die Lidspalte. Kann die Lidspalte so weit geöffnet werden, daß der Limbus entblößt ist, so hört natürlich trotzdem die Darstellung der Iris und der Cornealrückfläche an dieser Stelle auf, und zwar wird die Darstellung begrenzt durch eine Horizontale, die man vom Limbus aus nach hinten ziehen kann. Infolge der Undurchsichtigkeit von Limbus und Skleralfalz entgeht unserer Photographie wie auch dem betrachtenden Auge der Kammerwinkel. Da aber die allgemeine Form desselben bekannt ist, bietet die Vervollständigung des Winkels aus den konvergierenden Linien von Cornealrückfläche und Irisvorderfläche meist keinerlei Schwierigkeiten. Nun kann aber in ca. 75% aller Fälle das Oberlid nur so weit geöffnet werden, daß höchstens $^2/_3$ der oberen Hälfte der Vorderkammer ein vollständig regelmäßiger Rotationskörper wäre. Bei Betrachtung von Photographien mit unten und oben vollständig entblößtem Limbus sehen wir aber, daß der obere Kammerwinkel wesentlich enger ist als der untere; diese Tatsache ist uns auch schon aus gonioskopischen Untersuchungen *(Barkan)* bekannt. Wenn wir also eine möglichst ge-

naue Bestimmung des Kammervolumens ausführen wollen, müssen wir die obere und die untere Hälfte für sich berechnen und mitteln. Zuerst muß aber festgestellt werden, ob diese Mittelung zulässig ist. Berechnen wir von 20 Augen, von denen vollkommene senkrechte Vorderkammerquerschnitte photographiert werden konnten, das Verhältnis der Volumenzahlen, welche jeweils bei Integration der unteren bzw. oberen Querschnittshälften allein erhalten werden, so ergibt sich im Durchschnitt das Verhältnis 7 : 6. Bei Volumbestimmung nur aus der unteren Hälfte entsteht ein Fehler von ca. 7%.

Um festzustellen, ob wir das Mittel aus Volumen, bestimmt aus jeder Bildhälfte, als richtiges Vorderkammervolumen betrachten dürfen, haben wir untersucht, welche Volumenwerte sich ergeben, wenn wir von einem *Horizontal*schnitt der Vorderkammer ausgehen. Da unser Instrument natürlich nur für *eine* Betrachtungsebene gebaut ist, muß zu diesem Zweck die Versuchsperson Rumpf und Hals soweit seitlich beugen, daß der Kopf seitlich auf die Kinnstütze gelegt werden kann und die vorher horizontale Schnittebene nun vertikal ist. Da seitlich die Lidspalte bis weit über den Limbus hinaus offen ist, erhielten wir auf diese Art vollständige optische Schnitte. Tab. I B zeigt die Volumina, die man erhält, wenn man bei einigen Versuchspersonen 1. das mittlere Volumen aus den beiden Hälften eines senkrechten Sagittalschnittes und 2. aus dem horizontalen Schnitt ermittelt. Es zeigt sich, daß das Volumen auf beide Arten ziemlich genau gleich groß gefunden wird; dies rechtfertigt unsere Annahme, daß das Gesamtvolumen gefunden werden könne durch Mittelung der aus der unteren und oberen Integrationsfläche gefundenen Volumina.

Tabelle 1.

Spezialaufnahmen.

	Name	Art	V. K. tiefe	V_1	V_2	V_3	V durchschn.
A.	M. H.	normal	3,31	177	178		177,5
		Pilocarp.	3,00	147,5	159		153
		Homatrop.	3,68	229	240		234,5
	I. H.	normal	3,15	184			184
		Pilocarp.	3,00	155	160		157,5
		Homatrop.	3,25	210	220		215
	S. E.	normal	2,75	159	161,5	169	163
		Pilocarp.	2,41	119	124	130	124,5
		Homatrop.	3,10	187,5	197,5	207,5	198
B.	M. H.	normal	3,61	192,5	218,5		205,5
		seitlich	3,58	196	205	215	205
	J. J.	normal	3,18	166	167,5	177,5	170,5
		seitlich	3,13	160	165		162,5
	R. Y.	normal	3,60	222,5	230		226
		seitlich	3,52	222	226		224

C. *Größere Zahlen von Einzelaufnahmen:*

Versuchsperson S. A.: 145 149 152,5 155 155
155 155 157,5 161 164
Durchschnitt: 154,7
Größter Fehler einer Einzelaufnahme: 6,3%
Versuchsperson M. L.: 221,5 225 227,5 227,5 229 231,5 235
Mittelwert: 228,1
Größter Fehler einer Einzelaufnahme: 3%

Die horizontalen Querschnitte zeigen praktisch keine Asymmetrie; da das seitliche Rumpfbeugen aber an die Versuchsperson erhebliche Anforderungen stellt, sind wir bei der Aufnahme der senkrechten Schnitte geblieben. Wie gesagt, genügt aber dann die Aufnahme im allgemeinen nicht, weil meist nur die untere Hälfte des Vorderkammerquerschnittes vollständig gewonnen werden kann, deren Auswertung im Mittel um 7% zu große Werte ergibt. Um diesen Fehler auszuschalten, kann man nach folgender Ueberlegung verfahren. Bei einem Rotationskörper sind die peripheren Partien des Querschnittes für die Volumengröße hauptsächlich maßgebend, während die um die Rotationsachse liegenden Gebiete geringen Einfluß haben. Im Auge haben wir aber gegen den Kammerwinkel hin so geringe Kammertiefen, daß die wichtigsten Partien ungefähr in der Mitte zwischen optischer Achse und Kammerwinkel liegen. Diese Partien sind aber auch in einer unvollständigen Photographie meist zum größten Teil noch sichtbar. Wir können also in dem umgerechneten wahren optischen Schnitt aus der unteren und oberen Kammerhälfte entsprechende Mittelstücke ausplanimetrieren und aus dem Verhältnis der beiden Stücke auf die Proportion der bekannten unteren Hälften zur unbekannten oberen schließen. Diese Berechnung wurde wieder für 20 vollständige Photographien ausgeführt. Nach dieser Methode ermittelte Volumina weichen im Mittel nur um zirka 4% von dem Wert ab, den die Mittelung aus den Bestimmungen bei vollständigen beiden Hälften ergibt. Die Methode ist also durchaus brauchbar (siehe Tabelle 2 und Legende dazu).

Tabelle 2.

Normalerweise wurde das Volumen der Vorderkammer berechnet, indem man das arithmetische Mittel der ausplanimetrierten Integrationsflächen der unteren und oberen Hälfte des Vorderkammerquerschnittes mit 5,77 multiplizierte. Planimetrieren wir direkt aus dem wahren optischen Schnitt die in der Zeichnung 7 schraffierten Teilstücke P_u und P_o, so sind dieselben mit großer Annäherung proportional den beiden entsprechenden Integrationsflächen. Die Flächen P_u und P_o sollen in einem solchen Abstand von der Mitte beginnen, daß das mittlere, ca. rechteckige Stück weggelassen wird. (In unserem Falle $\pm 1{,}0$ mm von der Achse oder bei der 5fachen Vergrößerung ± 5 mm von der optischen Achse entfernt.) Die beiden Teilstücke müssen dann gleich weit hinausreichen; ihre äußere Grenze wird also durch die Stelle bestimmt, vor der der obere Lidrand die Photographie abschneidet; das war im Mittel etwa bei einem Abstand von 20 mm von der optischen Achse unserer Photographie der Fall.

P_o = Teilstück oben. P_u = Teil stück unten. V_o = Volumen bestimmt aus der oberen Integrationsfläche, V_u = Volumen aus der unteren Integrationsfläche. V_m = richtiger Mittelwert = $\frac{V_o + V_u}{2}$. Die Kolonne rechts außen enthält die Fehler der Volumberechnung, wenn man das V_m statt das $\frac{V_o + V_u}{2}$ nach der Formel $V'_m = \frac{V_u}{2}\left(\frac{P_o}{P_u} + 1\right)$ bestimmt.

Name	Integr. fl. V_u	Integr. fl. V_o	V_o/V_u	P_u	P_o	P_o/P_u	Fehler
W. R.	174	162	0,932	182	174	0,956	+2,6%
B. M.	130	120	0,923	140	128	0,914	—1,0%
W. R.	145	125	0,862	153	137	0,895	+3,7%
R. F.	120	100	0,834	153	126	0,823	—1,2%
G. L.	214	171	0,813	218	184	0,843	+3,6%
P. W.	148	122	0,824	157	143	0,910	+9,4%
S. A.	117	109	0,933	145	128	0,883	—5,2%
V. E.	158	130	0,823	183	153	0,837	+1,4%
M. M.	202	178	0,882	218	200	0,917	+3,7%
H. I.	178	142	0,797	199	169	0,848	+6,0%
B. M.	208	196	0,942	220	218	0,990	+4,8%
L. F.	140	133	0,809	178	144	0,809	0,0%
M. L.	165	150	0,909	207	194	0,973	+2,9%
M. H.	138	128	0,928	165	154	0,933	+0,5%
G. M.	150	146	0,973	185	180	0,973	0,0%
S. N.	112	98	0,875	140	118	0,843	—3,4%
M. M.	112	100	0,893	140	130	0,848	—4,8%
M. W.	60	55	0,918	98	86	0,878	—4,3%

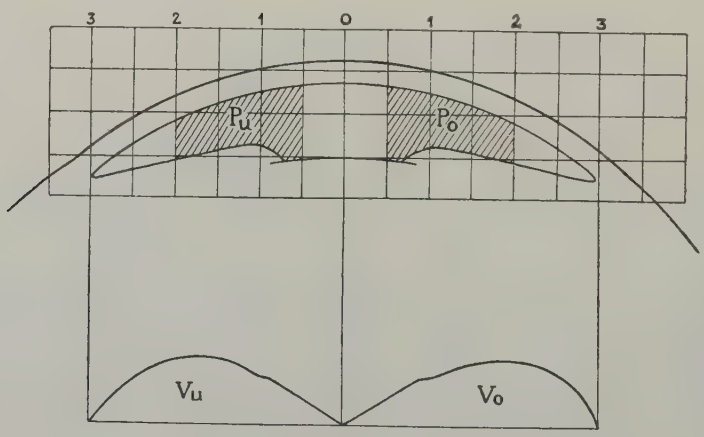


Fig. 7. Siehe Text zu Tabelle 2.

Von 40 weiblichen und 67 männlichen Versuchspersonen wurden die optischen Schnitte durch die normale Vorderkammer photographisch fest-

gehalten und dazu das Alter, das Geschlecht, die am *Javal*schen Ophthalmometer bestimmte Hornhautkrümmung und die Refraktion notiert. Die 8 Einzelaufnahmen genügten, um von jeder Versuchsperson 3 oder mehr brauchbare Kopien zu machen. Unbrauchbare Einzelaufnahmen entstanden bei geringen Augenbewegungen, bei Aenderungen des Fixierpunktes nach der Einstellung sowie bei Lidbewegungen; auf die Wahl des Fixierpunktes, d. h. auf die Einstellung des Reflexbildchens in die Hornhautmitte ist größte Sorgfalt zu verwenden zur Vermeidung von größeren Schwankungen der verschiedenen erhaltenen Volumenwerte. Bei den intelligentesten Versuchspersonen waren alle Bilder brauchbar; es zeigte sich aber gerade hier, daß bei genauem Fixieren und ruhiger Haltung gar nicht so viele Einzelaufnahmen nötig waren, indem hier die Differenzen zwischen den verschiedenen Einzelphotos sehr gering waren. So erhielten wir z. B. bei einer Versuchsperson folgende Volumwerte: 227,5, 228,5, 231, 235 mm^3. Die Abweichungen dieser Werte untereinander sind sicher von gleicher Größenordnung wie die Fehler der graphischen Vorarbeiten, die der Auswertung vorangehen (siehe auch Tab. 1 C).

Betrachten wir nun zunächst einmal die in Tabelle 3 zusammengestellten Werte der *Vorderkammertiefen* und vergleichen sie mit früher gefundenen Werten, so sehen wir, daß sie ungefähr übereinstimmen. Dabei ist allerdings zu berücksichtigen, daß mit unserer Methode die wirkliche Tiefe der Kammer bestimmt wurde, also der Abstand von der Cornealrückfläche bis zum vorderen Linsenscheitel. Die ziemlich variable Dicke der Hornhaut wäre also zu unseren Werten zu addieren, um sie mit früher gefundenen genau vergleichen zu können. Im übrigen sind unsere Werte fast übereinstimmend mit denjenigen von *Rosengren* und *Raeder,* und zwar sowohl was die Abhängigkeit vom Alter als die Streuung für eine bestimmte Altersklasse anbetrifft. Tragen wir unsere Kammertiefen in $^1/_{10}$ mm als Funktion des Alters in Jahren in ein Diagramm ein, so erhalten wir 107 Punkte, die zusammen ein Band bilden; dieses steigt von 10—30 Jahren zunächst etwas an, um dann bis ins hohe Alter ziemlich gleichmäßig abzusinken (Fig. 8). Sonst wurde das Material, was Kammertiefen betrifft, vorläufig nicht weiter bearbeitet.

Die Fehlergrenzen bei der Bestimmung wurden für die Methode von *Lindstedt* zu 0,05—0,1 mm, für die Methode von *Raeder* zu 0,2 mm angegeben; hierbei wäre die letztere als Simultanmethode eigentlich die zuverlässigere, da die Einstellung auf die Hornhautoberfläche und auf die Pupillarebene gleichzeitig gemacht wird. Unsere photographische Methode hat den Vorteil, daß man die Kammertiefe registriert bekommt; während der Dauer der Untersuchung hat man nur auf den Patienten, und nicht auf die Messung

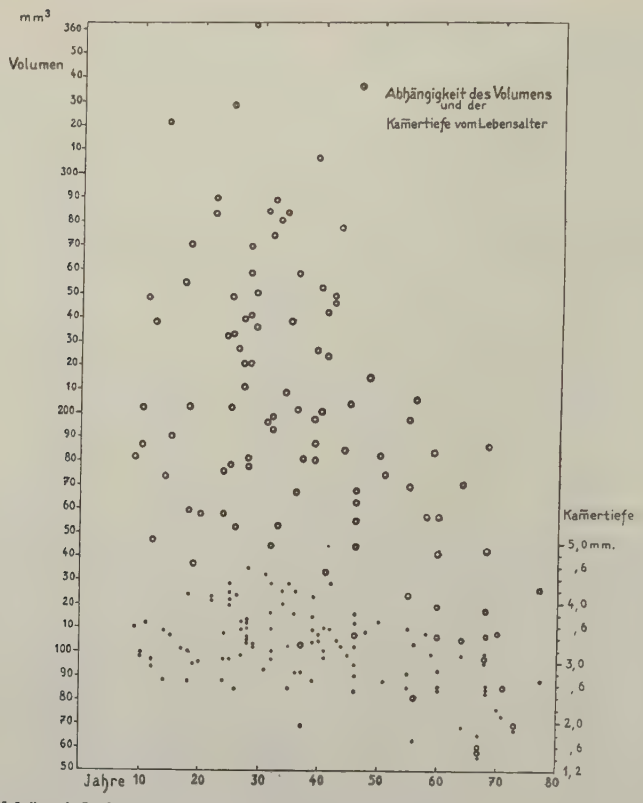


Fig. 8. Abhängigkeit von der Kammertiefe und Volumen vom Lebensalter. Punkte: Kammertiefe, Ordinate auf der rechten Diagrammseite. Ringe: Kammervolumen, Ordinate an der linken Seite.

Tabelle 3.

Tabellarische Uebersicht der photographisch bestimmten Vorderkammertiefen und -Volumina.

Name	Alter	Refrakt.	r	V. K. tiefe	V_1	V_2	V_3	V. Mittelw.	Grösste Abweichg. einer Einzelaufn. vom Mittelw. in %
1. S. K.	9	E	7,5	3,65	180	182,5		181	0,7
2. P. F.	10	+1,0	8,0	3,22	200	201	202,5	201	0,6
3. M. M.	10	E	7,5	3,18	185	186	188	186,5	1,0
4. R. H.	11	E	7,5	3,71	245	245	252	248	2,0
5. P. M.	12	+3,5	8,1	2,30	141	150	150	147	2,3
6. G. M.	12	E	7,8	3,42	232,5	232,5	249	237,5	4,7
7. K. E.	14	E	7,5	1,51	164	180		172	4,3
8. M. T.	14	—2,0	8,0	3,60	318	325		322	1,0
9. A. H.	15	E	8,0	3,50	176	189	201	189	6,6
10. S. F.	17	+1,25	8,0	3,28	245	252	266	254	4,4

	Name	Alter	Refrakt.	r	V. K. tiefe	V_1	V_2	V_3	V. Mittelw.	Grösste Abweichg. einer Einzelaufn. vom Mittelw. in %
11.	I. M.	18	+0,75	7,7	3,25	187,5	207	208,5	201	6,8
12.	P. M.	18	+1,0	8,0	2,75	159	159,5	160	159,5	0,4
13.	G. L.	18	—0,5	8,0	4,20	266	268,5	274	269,5	1,5
14.	M. H.	19	+1,0	7,0	3,05	134	137,5	140	137,2	2,7
15.	S. N.	20	E	7,8	3,06	151	161	161	157,5	4,0
16.	Z. A.	22	E	8,3	4,12	271	278,5	300	283	4,8
17.	B. H.	22	–3,0	8,0	4,12	288	288,5	291	289	0,7
18.	S. E.	24	—0,5	7,5	3,12	154,5	155	162,5	157	3,1
19.	R. M.	24	E	7,5	2,88	173	176		174,5	1,0
20.	M. L.	24	E	8,0	3,58	227,5	231,5	235	231,5	1,6
21.	B. F.	25	+0,75	7,7	3,12	174	182,5		178	2,8
22.	Z. E.	25	+4,0	8,0	4,37	245	245	252	247	2,0
23.	H. F.	25	—5,0	7,7	4,22	200	202	204	202	0,9
24.	K. F.	25	—2,0	7,2	4,02	223,5	236	236	232	3,9
25.	W. V.	25	—8,0	7,9	3,98	324	331		327,5	1,1
26.	H. I.	26	E	8,0	4,17	225	226	226	225,6	0,3
27.	B. W.	26	+1,0	8,0	2,52	150	152,5	152,5	151,5	1,1
28.	V. E.	27	E	8,0	3,60	208,5	210	212	210	1,0
29.	W. R.	27	—6,0	7,6	3,75	214	221,5	229	220	3,4
30.	S. M.	27	—0,5	7,4	3,2	213	224	240	226	5,5
31.	B. M.	28	+1,0	7,5	3,76	211,5	222,5	225	220	4,0
32.	B. R.	28	—2,5	7,8	3,75	252	258,5	265	258,5	2,4
33.	M. H.	28	—3,5	8,0	3,35	172,5	180	190	180	5,5
34.	H.os	28	—5,5	8,0	3,31	177	178		177,5	0,3
35.	H.od	28	—3,5	8,0	3,62	191	220		205,5	6,7
36.	H.osH.	28	—5,5	8,0	3,67	229	240		234,5	2,5
37.	H.osP.	28	—5,5	8,0	3,00	147,5	159		153	3,7
38.	H.od s.	28	–3,5	8,0	3,1	196	205	215	205,5	4,9
39.	Z. G.	28	E	7,5	3,64	266	271		268.5	0,9
40.	J. E.	28	E	7,9	3,37	236	240,5	243	240	1,5
41.	R. Y.	28	E	7,8	4,64	360	361	367	362	1,3
42.	E. M.	29	E	7,8	3,32	234	257,5	257,5	250	6,3
43.	Z. J.	29	E	7,8	3,32	234	236	237,5	235,5	0,8
44.	F. T.	31	+1,0	7,5	4,52	281	288		284	1,0
45.	W. G.	31	E	7,3	2,82	190	194	201	195	3,2
46.	E. W.	32	+1,0	8,0	3,25	196	199		197,5	0,6
47.	K. E.	32	—3,5	7,5	3,60	281	290	295	287	2,6
48.	K. M.	32	E	8,0	4,40	272	275		273,5	0,5
49.	B. A.	32	+1,5	7,4	3,87	191,5	193		192,3	0,4
50.	G. M.	32	E	8,0	3,10	137	144	151	144	4,0
51.	B. H.	33	+1,0	8,2	2,68	147,5	154	156	152,5	2,5
52.	M. M.	33	+4,0	7,8	4,37	272	274	295	281	5,3
53.	G. M.	34	E	7,3	4,04	200	216		208	3,9
54.	L. H.	34	E	8,0	4,25	270	285	294	283	4,4
55.	W. M.	35	E	8,2	3,32	224	252		238	6,0
56.	P. H.	36	+1,0	8,3	2,88	164	165	170	166	2,2

	Name	Alter	Refrakt.	r	V. K. tiefe	V_1	V_2	V_3	V. Mittelw.	Grösste Abweichg. einer Einzelaufn. vom Mittelw. in %	
57.	B. M.	36	E	7,7	4,25	197	201	203	200	1,8	
58.	W. M.	36	E	8,4	3,86	254	258,5	259	257,5	1,2	
59.	P. F.	37	+0,5	7,7	2,87	171	182,5	189	181	5,2	
60.	S. S.	37	+2,0	7,8	2,00	99	100	108	102	5,7	
61.	S. K.	39	E	7,7	3,36	216	225	235	225,5	4,3	
62.	F. G.	39	E	7,8	2,82	166	185	187	179,5	6,5	
63.	B. M.	39	E	7,5	3,82	180	187,5	193,5	187	3,8	
64.	H. M.	39	+0,5	7,3	4,17	302	310		306	1,2	
65.	K. M.	39	E	7,8	3,65	187,5	194	208,5	197	5,7	
66.	Z. M.	40	E	7,7	3,38	192,5	197	208	200	6,0	
67.	G. F.	40	E	7,7	3,51	245	252	258,5	252	2,8	
68.	I. M.	41	+2,0	7,3	2,14	130	134	136	133	2,4	
69.	A. G.	41	E	7,5	3,24	238	245		241	1,5	
70.	R. F.	41	+0,5	8,1	3,70	216	230		223	3,1	
71.	K. M.	42	+0,5	7,8	3,62	238	249	249	245	3,0	
72.	M. F.	42	—7,0	8,0	4,45	244	248	254	248	2,2	
73.	M. F.	43	—1,0	7,8	3,42	274	278,5		276	0,9	
74.	F. H.	44	E	7,7	3,32	175	194		184,5	5,1	
75.	D. G.	45	E	7,8	3,20	196	206	207,5	203	4,0	
76.	S. N.	46	—3,0	7,9	3,01	144	144	146	144,5	1,0	
77.	K. N.	46	E	7,7	3,88	326	341	344	337	3,5	
78.	S. M.	46	+0,5	7,7	3,32	166,5	167,5	168	167,5	0,4	
79.	B. L.	46	E	7,6	2,60	104	107,5	107,5	106,2	2,0	
80.	S. A.	46	+1,0	7,7	2,80	159	161,5	169	163	3,6	
81.	H. F.	46	E	7,6	3,70	144,5	157,5	160	154	6,3	
82.	R. M.	48	E	7,7	3,55	201,5	216	224	214	5,8	
83.	L. F.	50	—1,5	8,0	3,75	180	181	183,5	181,5	0,9	
84.	B. M.	51	+0,5	8,0	2,75	171	173	176	173,5	1,5	
85.	M. M.	55	+1,0	7,3	3,61	180	201	209	197	8,5	×
86.	R. M.	55	E	7,9	2,92	154	184		169	8,9	×
87.	S. M.	55	E	7,6	2,62	119	119	134	124	8,0	×
88.	K. K.	56	E	7,6	3,36	202	205,5	208,5	205,5	1,7	
89.	S. N.	56	E	7,4	1,76	79,5	81,8	81,8	81	1,8	
90.	M. M.	58	—1,5	8,0	3,52	155	157,5		156,2	0,8	
91.	S. E.	59	+1,0	7,5	3,22	178	183	186	181	2,4	
92.	M. F.	60	E	7,8	2,62	141	141	141	141	0	
93.	Z. F.	60	+3,0	7,8	2,94	146	158,5	165	157	6,6	
94.	C. L.	60	E	7,8	2,62	109	115	131	118,5	11,0	×
95.	I. H.	64	—5,0	7,6	3,19	166,5	167,5	177,5	170,5	4,2	
96.	W. F.	64	E	7,0	2,0	61,2	68,7	70,2	66,6	8,3	×
97.	G. M.	67	+2,0	7,6	1,83	55	63,6		59	7,4	×
98.	H. R.	67	E	7,6	1,50	54,8	58,4	66,5	59,9	11,0	×
99.	B. M.	68	—0.5	8,0	2,61	104,8	106,7	109,8	107	2,3	
100.	R. M.	68	E	7,7	3,20	139	140	151	143	5,7	
101.	M. M.	68	E	7,7	2,64	115,8	119	120	118	2,1	
102.	R. F.	68	E	7,7	3,06	182,5	191		187	2,3	

	Name	Alter	Refrakt.	r	V. K. tiefe	V_1	V_2	V_3	V. Mittelw.	Grösste Abweichg. einer Einzelaufn. vom Mittelw. in %
103.	H. F.	68	+1,0	8,0	2,62	95	97,5	101	97,5	3,4
104.	B. M.	70	E	7,8	2,27	104,8	108	111	108	3,3
105.	M. F.	71	+3,5	7,3	2,20	83	85	88,6	85	4,3
106.	B. F.	73	+2,0	7,6	1,97	64,8	69,1	71	68,1	4,9
107.	N. M.	77	+3,0	7,8	2,75	126	126	126	126	0

zu achten. Der Nachteil liegt darin, daß in den 2 Sekunden, welche die Untersuchung dauert, wir von der ruhigen Haltung der Versuchsperson abhängig sind und daß wir, wenn die Untersuchung einmal im Gange ist, während dieser Zeit uns nicht mit absoluter Sicherheit über exakte Innehaltung der Fixation orientieren können. Was die Genauigkeit anbelangt, ist unsere Methode den beiden oben erwähnten ungefähr ebenbürtig. Wie schon gesagt, können wir die Kammertiefe einer Einzelaufnahme mit einer Genauigkeit von 0,02 mm bestimmen; berechnen wir aus allen 300 Kopien die durchschnittliche größte Abweichung vom Mittelwert bei einer Versuchsperson, so erhalten wir ± 0,05 bei 3 Einzelaufnahmen ein und derselben Person.

Betrachten wir demgegenüber die *Fehlerquellen* bei der Berechnung des Vorderkammervolumens, so sehen wir, daß sich zu den alten noch einige neue hinzugesellt haben. Die bedeutungsvollste liegt in der Ergänzung des Kammerwinkels. Da in unserem Rotationskörper der Kammerwinkel die am weitesten von der Rotationsachse entfernte Stelle bildet, so macht natürlich eine Verlagerung desselben nach außen und nach innen sofort eine merkliche Aenderung des Volumens aus. Schon eine Verschiebung von beispielsweise 0,2 mm machte in einem bestimmten Falle eine Volumenvermehrung von zirka 7 ccm. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, zur Erlangung exakter Werte besonders sorgfältig auf die Konstruktion des Kammerwinkels zu achten. Man muß sich im klaren darüber sein, daß die Unsichtbarkeit des Kammerwinkels immer eine kurvenmäßige Ergänzung desselben nötig macht, was einen gewissen, wenn auch geringen Fehler bedeuten muß. Die Unrichtigkeit der Ergänzungen geht bei unseren 5-fachen Vergrößerungen sicher nicht über 0,5—1 mm (also in Wirklichkeit 0,1—0,2 mm) hinaus.

Des weiteren sind gewisse Aenderungen bedingt durch das Pupillenspiel. Die Iris hat, auch wenn sie in der Kopie als ziemlich dünne Linie zur Darstellung gebracht werden kann, besonders im Gebiet der Iriskrause oft eine etwas unregelmäßige Form. Kleine, etwas hervorspringende Trabekel können starke Schwärzung des Films erzeugen und den Eindruck einer größeren Falte der Iris hervorrufen. Wird nun dieser Trabekel durch eine kleine Verengerung der Pupille etwas gestreckt, so fällt dieser Reflex weg, und die Iris verläuft scheinbar viel geradliniger; ebenfalls kann der Reflex verändert werden durch eine kleine Rotation des Kopfes bei neueingestellter optischer Achse. Das alles sind aber unbedeutende Fehlerquellen. Viel mehr ins Gewicht fallen Aenderungen der Pupillenweite eventuell zusammen mit akkommodativen Linsenformänderungen. Schon *Lindstedt* stellte fest, daß eine maximale Akkommodation eine Verflachung der Vorderkammer um 0,4 bis 0,5 mm zur Folge hat; ähnliche Resultate haben wir selbst durch medikamen-

töse Beeinflussung erhalten (siehe später und Tabelle 1 A). Wir haben also bei vergleichenden Bestimmungen dafür zu sorgen, daß der Fixierpunkt entfernt oder zum mindesten in konstantem Abstand liegt.

Was die rechnerischen Fehlerquellen anbetrifft, so können wir diese fast vollständig vernachlässigen. Bereits die konstruktiven Lösungen für die horizontale und vertikale Ablenkung des gebrochenen Strahles wurden so vergrößert durchgeführt, daß für die wirkliche Größe eine Genauigkeit von 1/50 mm erhalten wurde; alle rein arithmetischen Berechnungen wurden mit einer Genauigkeit gemacht, die die bei der zeichnerischen Konstruktion des wahren Schnittes erreichte Exaktheit weit übertraf. Die Fehler bei der Konstruktion der Integrationsflächen dürften ebenfalls erheblich kleiner sein als die bei der Ergänzung des Kammerwinkels entstandenen. Eine letzte kleine Fehlerquelle lag in der Handhabung des Planimeters zur Bestimmung der Integrationsfläche. Bei einiger Uebung, sorgfältiger Ausführung und öfterer Wiederholung erhält man aber auch hier recht konstante Werte.

Es ist nach dem Gesagten nicht verwunderlich, wenn man aus verschiedenen Einzelaufnahmen des gleichen Individuums etwas differente Volumenwerte bekommt.

In der Tabelle 3 sind aus den verschiedenen Einzelaufnahmen die Durchschnittswerte des Kammervolumens aller einzelnen Versuchspersonen berechnet worden. Sie lagen zwischen 60 und 363 cmm. Um uns ein Bild über die Streuung der 3 jeweils benützten Aufnahmen zu machen, wurde für jeden Patienten die größte prozentuelle Abweichung eines Einzelwertes vom Mittelwert bestimmt, dann der Mittelwert dieser Abweichung (= m) und ihr mittlere Fehler ($\mathfrak{S}_m$) für alle untersuchten Personen berechnet. Es ergab sich für alle 107 Personen: $m = \pm (3{,}1 \pm 2{,}4)\,\%$. Im ganzen waren die prozentuellen Abweichungen klein, nur in 7 Fällen, welche in der Tabelle 3 angekreuzt sind (×), überstiegen sie 7%, was unzulässig hoch ist. Läßt man diese Fälle weg, so ergibt sich $m = \pm (2{,}7 \pm 2{,}8)\,\%$. Verglichen z. B. mit der Volumenänderung nach einmaliger Pilocarpineinträufelung sind diese Fehler jedenfalls unbedeutend.

Bei ausgesprochen unruhigen und zitternden Personen ist die Methode nicht anwendbar; auch bei unaufmerksamen Leuten ergibt sie schlechtere Resultate.

Versuchsweise wurden bei 3 Personen die Wirkungen zweier Medikamente photographisch festgehalten; es wurde zuerst das normale Auge photographiert, dann Pilocarpin eingeträufelt und nach einiger Zeit wieder photographiert; später wurde Homatropin gegeben und in Mydriase eine dritte Aufnahmeserie gemacht. Wir erhielten zwischen Miose und Mydriase Unterschiede von 0,25—0,69 mm in der Kammertiefe und 57—81 cmm im Kammervolumen (Tab. I A).

Ueber Aenderungen des Kammervolumens bei einer Versuchsperson im Laufe von Monaten und Jahren läßt sich vorläufig noch nichts Abschließendes sagen; bei einzelnen Individuen, die wir mit zirka 12 Monaten Abstand 2mal photographierten, fanden wir jedenfalls erhebliche Unterschiede im Volumen.

Da unsere Werte auf einem ziemlich komplizierten und zeitraubenden Wege gefunden wurden, sollte schließlich noch untersucht werden, ob nicht mit Hilfe einer einfachen Formel aus dem gegebenen optischen Schnitt in

kurzer Zeit das Volumen gefunden werden könnte. Dazu wurde zunächst das Kammervolumen als Funktion der Kammertiefe graphisch dargestellt. Die Streuung über und unter den Durchschnittswert war so groß, daß man keine brauchbare Formel gewinnen konnte. Ebenso gab natürlich die scheinbare Kammertiefe als Funktion des Volumens keine brauchbare Kurve, da zu den erwähnten Fehlern noch die der optischen Brechung traten. Viel aussichtsreicher schien es, aus der Fläche des scheinbaren optischen Schnittes, wie ihn die unbearbeitete Photographie zeigt, direkt das Volumen zu berechnen. Es wurde daher diese scheinbare Schnittfläche als Funktion des Volumens dargestellt; dies ergab tatsächlich ein ziemlich schmales Kurvenband. Trotzdem waren auch bei dieser Kurve die entstehenden Fehler zu groß; obschon dafür nur eine Auswahl von 50 guten Einzelaufnahmen verwendet wurde, kamen doch Abweichungen von 18% nach unten und oben vor. Da diese Fehler im Vergleich zu denen der exakten, ursprünglichen Methode viel zu groß waren, mußte auch auf diesen Weg verzichtet werden. Fast noch schlechtere Resultate erzielt man, wenn man aus dem scheinbaren Querschnitt der Vorderkammer nach der graphischen Integrationsmethode ein scheinbares Volumen ausrechnete und es mit dem wirklichen Volumen in Beziehung setzte.

Schließlich wurde versucht, ob etwa das Quadrat des Abstandes Kammerwinkel—optische Achse multipliziert mit der Kammertiefe in einer konstanten Beziehung zum Volumen der Vorderkammer stehe. Dieser Versuch, an den 24 Aufnahmen mit vollständigem Querschnitt ausgeführt, ergibt bei weitem die besten Resultate.

Wir erhielten: $\frac{V}{r^2 \cdot h} = 1{,}51 \pm 0{,}091$

Dieser Wert gilt nur für Augen ohne Mydriaticum oder Mioticum; für Augen mit erweiterter Pupille müßte er größer, bei verengter Pupille kleiner sein; die vorhandenen Daten reichen jedoch nicht aus, um auch für diese beiden Fälle mit genügender Sicherheit empirische Konstante zu finden. Wie weit auf das übrige Material angewendet die Vormel $V = 1{,}51\ r^2.h$ brauchbare Werte gibt, zeigt die Tabelle 4. Wir können natürlich mit Hilfe einer solchen Konstanten nur zu angenäherten Volumwerten gelangen, da bei der Ermittlung derselben weder individuelle Pupillendifferenzen noch das Alter berücksichtigt werden konnten.

Von einigem Interesse scheint noch die Diskussion der Formel zu sein: Sie hat die größte Aehnlichkeit mit der Volumenformel eines Kegels: $\frac{\pi}{3} r^2 h$, von der sie sich dadurch unterscheidet, daß sie um den Faktor 1,44 größer ist: $V = 1{,}44\ \frac{\pi}{3}\ r^2 h$, was sich auch schreiben läßt: $V = \frac{\pi}{3}\ (1{,}2\ r)^2 \cdot h$.

Stellen wir uns vor, wir würden einen Körper von der Form unserer Vorderkammer aus einer elastischen Masse formen, so würden nur die Ränder und die Pupillengegend der Unterlage aufliegen, die Iris hingegen würde sich bauchig hohl von der Unterlage abheben. Würde man nun versuchen, den Körper so zu deformieren, daß die Irisfläche der Unterlage überall vollkommen anläge, so würde die Cornea tatsächlich im groben Kegelmantelform annehmen, und gleichzeitig würde sich der Basisradius vergrößern, also genau das geschehen, was die empirische Annäherungsformel aussagt.

Bevor wir die Besprechung der verschiedenen Fehlermöglichkeiten abschließen, muß hier noch darauf hingewiesen werden, daß Vorderkammerinhalt und Kammerwassermenge nicht identische Größen sind, denn die Kammerwassermenge ist nicht nur in der Vorderkammer, sondern auch in der Hinterkammer enthalten, und die Verteilung des Kammerwassers zwischen Vorder- und Hinterkammer wird durch den Irisvorhang geregelt. Daher wird durch Aenderung in der Lage des Irisdiaphragma das Volumen der Vorder-

Tabelle 4.

Vergleich der auf direktem Wege gefundenen mittleren Volumina aus drei Aufnahmen (V_{1-3}) mit dem mittels der Vereinfachungsformel $V = r^2 \cdot h \cdot 1{,}51$ gefundenen Werte V'_{1-3}.

Name	V_{1-3}	V'_{1-3}	Name	V_{1-3}	V'_{1-3}	Name	V_{1-3}	V'_{1-3}
J. E.	240	231,5	R. M.	149	155	I. H.	227	240
R. Y.	238	219				W. W.	152,5	161
W. R.	220	231	M. M.	126	137	B. H.	152,5	159
S. M.	225	215	L. G.	274	286			
B. A.	195	195	H. R.	60	85	M. F.	141	137
S. M.	167,5	167,5	B. M.	106	115	B. H.	289	264
B. M.	199	200	S. E.	157,5	169	K. M.	206	206
Z. M.	196,5	176	Z. A.	282	254	K. K.	245	244
G. M.	237	225	P. M.	201	204	H. F.	159	169
H. F.	203	226	P. M.	147,5	151	F. T.	290	308
K. M.	338	288	Z. F.	157,5	162,5	L. F.	181	204
						S. K.	225	214
B. R.	258	250	S. F.	247	241	R. F.	225	225
H. F.	232	221	R. M.	214	206	B. H.	220	229
L. X.	240	235	M. T.	320	291	M. M.	196	207
H. M.	306	295	C. L.	119	141	Z. E.	248	270
H. M.	196	196	K. E.	288	268			
F. X.	205	204	F. G.	181	179	M. F.	249	258
S. M.	145	152,5	S. A.	162	161	S. E	183	200
W. V.	310	300	S. F.	80	82,5	H. E.	96	112
B. M.	187,5	192,5	V. E.	210	215	M. H.	138	141
B. N.	109	115				W. F.	66	67,5
M. M.	118	120	W. M.	202	211	W. L.	229	224
E. M.	144	166	S. M.	258	258	D. B.	230	223
			R. M.	169	166	L. H.	280	272
J. J.	171	186	G. F.	252	238	M. H.	181	186
M. M.	186	205	B. F.	175	174	G. M.	209	230
B. M.	172,5	167,5	R. F.	290	270	S. N.	258	258
P. F.	181	181	C. X.	217	205	P. H.	166	161
W. G.	195	187,5				M. A.	150	165
R. M.	175	181	P. M.	159	167,5	M. F.	85	94
W. M.	237	212	I. M.	134	124	K. E.	165	165
E. M.	245	231	M. M.	280	290	R. H.	247	211
Z. J.	239	246	S. S.	109	98	B. F.	68	78
K. M.	273	261	S. L.	107	120			

kammer geändert. Natürlich braucht dadurch die Kammerwassermenge selbst nicht verändert zu werden.

Nachdem wir nun die Fehler und die Vereinfachungsmöglichkeiten der Methode untersucht haben, wenden wir uns kurz den statistischen Ergebnissen zu (Tab. 3 und Diagramm 8). Wenn wir die nach dem Alter der Versuchspersonen orientierte Tabelle betrachten, so sehen wir, daß zwar das Volumen zur Kammertiefe eine gewisse Parallelität zeigt, daß aber die Volumenschwankungen von einem Individuum zum andern viel größer sind als diejenigen der Kammertiefen. Während *Raeder* 25% maximale Abweichung von der Durchschnittstiefe für ein bestimmtes Alter fand, Werte, die wir nach unserem Material bestätigen können, konstatieren wir für das Volumen Abweichungen bis zu 60% vom Durchschnittswert. Diese Unterschiede waren ungefähr zu erwarten angesichts der Tatsache, daß die Kammertiefen um ± 25% schwanken können, daß aber der Abstand von der optischen Achse zum Kammerwinkel geringen Alters- und ebenso geringen individuellen Schwankungen unterworfen ist. In der Tat betrug der größte dieser letzteren von uns gemessenen Abstände 7 mm, während der kleinste 5 mm maß; in weitaus den meisten Fällen war der Kammerwinkel ziemlich genau 6 mm von der optischen Achse entfernt. Da das Volumen nicht allein von der Kammertiefe abhängig ist und darum auch seine individuellen Schwankungen bedeutend größer sind, brauchte man eine erhebliche Zahl von Versuchspersonen, um mit einiger Sicherheit den Einfluß der Refraktion auf das Kammervolumen empirisch festzulegen. Wir haben deshalb, wie schon gesagt, auf diese Seite der Frage vorläufig verzichtet.

In Tabelle 5 sind die Ergebnisse der Messungen der Kammervolumen beider Augen von 9 Personen dargestellt. Man sieht, daß sie jeweils erstaunlich gut übereinstimmen.

Betrachten wir das Gesamtergebnis der Untersuchungen an den 107 Augen, so zeigen sie im ganzen einen Mittelwert von 194 ± 66 cmm. Wir haben vorläufig auf Unterteilung Männer — Frauen wegen der relativen Kleinheit des Materials verzichtet. — Die Größe des $\mathfrak{S}$ ist zum Teil Ausdruck der systematischen Altersabhängigkeit, die bewirkt, daß bei der einfachen Mittelwertsverteilung die Streuung sich scheinbar weithin gleichmäßig verteilt. Aber auch die einzelnen Altersklassen haben recht große Streuungen (Tab. 6, links). Die Altersverteilung ist schon grob

Tabelle 5.

Vergleich der Kammertiefen und -volumina beider Augen bei ein und derselben Versuchsperson.

Name	Seite	V-mittel
I. H.	o. d.	185
	o. s.	179
I. H.	o. d.	141
	o. s.	139
G. H.	o. d.	210
	o. s.	211
R. Y.	o. d.	219
	o. s.	228
J. E.	o. d.	169
	o. s.	165
S. N.	o. d.	122
	o. s.	131
C. E.	o. d.	160
	o. s.	159
K. X.	o. d.	147
	o. s.	142
F. J.	o. d.	163
	o. s.	161

Tabelle 6.

Altersklasse	Mittl. Kammervolumen		Auf 100.000 Leute der Altersklasse entfallen akute Glaukome
10—19	206	cmm	—
20—29	224 ± 51,0	cmm	1,6
30—39	216 ± 54,0	cmm	3,9
40—49	206 ± 55,0	cmm	15,6
50—59	163 ± 39,0	cmm	59,4
60—69	113 ± 42,0	cmm	75,5
70—79	97	cmm	145,0
80—89		cmm	150,0

aus Figur 8 zu ersehen. Bis zum 20. Lebensjahr besteht vielleicht ein leichter Anstieg des Durchschnittsvolumens, dann ein Abfall. Errechnet man den Korrelationsfaktor zwischen Alter und Vorderkammervolumen, zwischen dem 20. und 70. Lebensjahr (nach 70 zu wenig Einzelwerte), so ergibt er sich zu $-0{,}68 \pm 0{,}046$. Es besteht also eine deutliche negative Korrelation zwischen Alter und Kammervolumen. Der Korrelationsfaktor ist nach der *Bravais*schen Formel für den Fall einer linearen Korrelation errechnet. Wenn man für jedes Lebensjahrzehnt vom 20. bis zum

80. Lebensjahr die Mittelwerte ausrechnet, so ergibt sich, daß die Korrelation nicht linear ist, daß das Kammervolumen vielmehr zunächst kaum, nach dem 50. Lebensjahr aber sehr erheblich abfällt; dies ist in der Tabelle 6 dargestellt.

Es scheint uns nun nicht unwichtig, darauf hinzuweisen, daß die Häufigkeit des Auftretens von akutem Glaukom eine Art spiegelbildlichen Verlauf hiezu zeigt (Fig. 9). Wir haben in Tabelle 6, rechts, die relative Häufigkeit des akuten Glaukoms dargestellt, wie sie sich ergibt, wenn wir die akuten Glaukome unserer

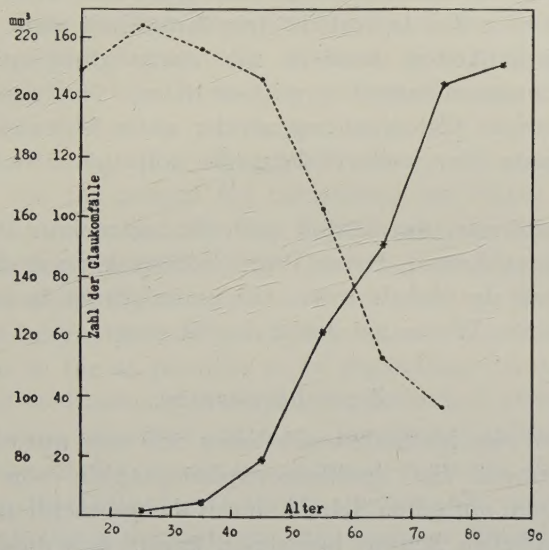


Fig. 9. Gestrichelte Kurve: Abhängigkeit des Kammervolumens vom Alter. Ausgezogene Kurve: akute Glaukomfälle pro 100 000 Einwohner je Altersklasse.

Klinik aus den Jahren 1910 bis 1940 in Beziehung setzen zum Altersaufbau der Bevölkerung des Kantons Bern nach der Volkszählung von 1930. Schon *Löhlein* und *Rohner* haben seinerzeit nachgewiesen, daß die relative Häufigkeit des Glaukoms gewaltig mit dem Alter zunimmt. Auch unsere Kurve zeigt das Gleiche für das akute Glaukom. Wir haben das akute Glaukom deswegen zum Vergleich mit der Volumenkurve herangezogen, weil bei ihm der Zusammenhang zwischen Kammervolumen und vor allem enger Kammerperipherie besonders eklatant ist, wie neuerdings wieder Untersuchungen von *Bangerter* und *Goldmann* haben zeigen können. Schon oben sagten wir, daß sich in den Volumswerten besonders die Kammerperipherie ausdrückt. Daß nun

gerade die physiologische Abnahme des Kammervolumens bei durchaus Normalen eine bemerkenswerte Aehnlichkeit mit der Kurve der Zunahme der akuten Glaukomanfälle mit dem Alter zeigt, legt selbst bei vorsichtiger Deutung den Gedanken nahe, daß Extreme dieser physiologischen Kammervolumenabnahme mit der Entstehung des akuten Glaukoms etwas zu tun haben könnten. Ob wir tatsächlich das Recht haben, eine solche Vermutung auszusprechen, kann aus den vorliegenden Untersuchungen noch nicht geschlossen werden, weil das Material zu klein ist, die Streuung der Altersklassen sehr groß und weil wir Wahrscheinlichkeiten des Auftretens einer Krankheit nicht wieder mit Wahrscheinlichkeiten, sondern mit etwas ganz anderem, der Kammervolumenabnahme verglichen haben. Nur eine großangelegte statistische Untersuchung, zu der unser Material nicht ausreicht, könnte hier weiterführen. Sie soll später unternommen werden.

Es bleibt mir zum Schluß noch die angenehme Pflicht, meinem verehrten Lehrer, Herrn Prof. *Goldmann,* zu danken für die Ueberlassung der Arbeit sowie für mannigfache technische und mathematische Winke bei deren Ausführung.

Zusammenfassung.

Es wird eine Methode beschrieben, wie man aus einem durch das Instrument für Spaltlampenphotographie von *Goldmann* festgehaltenen optischen Schnitt durch das menschliche Auge den wahren optischen Schnitt berechnen kann. Aus diesem wahren Querschnitt durch die als Rotationskörper zu betrachtende Vorderkammer kann mit einem graphischen Integrationsverfahren das Volumen berechnet werden. Es werden die mathematischen Grundlagen und die Kurven zur Umrechnung der scheinbaren auf wahre Werte gegeben. Es folgen die Tabellen mit den aus Photographien von über 100 Versuchspersonen gefundenen Werten für die Tiefe und das Volumen der Vorderkammer. Eine Berechnung der Fehler der Einzelaufnahmen ergab relativ geringe Abweichungen. Nach Besprechung der bis jetzt möglichen Schlüsse über Abhängigkeit von Alter und medikamentöser Beeinflussung wird eine Vereinfachungsformel angegeben, mittels derer man aus zwei auf beliebigem Wege gefundenen Größen (Kammertiefe und Abstand der optischen Achse vom Kammerwinkel) auf einfache Weise das Kammervolumen berechnen

kann. Die mit der photographischen Methode von uns gefundenen Volumwerte variierten zwischen 60 und 363 cmm. Rechtes und linkes Auge ergaben bei 9 Personen das gleiche Volumen. Mittelwert: 194 ± 66 cmm. Korrelationskoefficient mit dem Alter zwischen 20 und 70 Jahren: — 0,68 ± 0,046. Die Abnahme der Mittelwerte mit dem Alter ist nicht linear, sondern nach dem 50. Lebensjahre erfolgt ein steiler Abfall.

Summary.

Description of a method for computing the true optical section through the human eye by means of the optical section obtained by the instrument for slit-lamp photography by *Goldmann.* From this true transverse section through the anterior chamber, considered as a rotation body, the volume can be calculated with a graphic integration process. The mathematical principles and the graphs for calculating the values are given. Tables with the values for the depth and the volume of the anterior chamber obtained from the photographs of over 100 persons are given. A calculation of the error of the individual photographs gave relatively small differences. After discussing the conclusions so far as possible as to dependence on age and the influence of medicaments, a simplifying formula is given, whereby from two values (chamber depth and distance of optical axis from the chamber angle) found by optional methods, the chamber volume can be obtained in a simple manner. Our volume values found by photographic methods vary between 60 and 363 mm.c. Right and left eye by 9 persons showed the same volume. Average value: 194 ± 66 mm.c. Correlation coefficient with age between 20 and 70 years: 0.68 ± 0.046. The decrease in the average values with age is not lineal, but after the 50th year there is a steep fall.

Résumé.

L'auteur décrit un procédé permettant de déterminer la valeur de la coupe optique vraie à partir de la coupe optique de l'œil humain indiquée par l'instrument photographique de la lampe à fente *(Goldmann).* Un procédé d'intégration rend possible le calcul du volume d'après la coupe optique vraie de la chambre antérieure. L'auteur indique les bases mathématiques et les courbes permettant le calcul des valeurs réelles à partir des valeurs apparentes. Suivent les tabelles indiquant les valeurs de profon-

deur et de volume de la chambre antérieure calculées d'après les photographies de plus de 100 personnes. Les erreurs obtenues séparément pour chaque photographie sont relativement minimes. Après discussion des influences éventuelles dues à l'âge et à l'administration de médicaments, il est indiqué une formule de simplification permettant de calculer le volume de la chambre antérieure à partir de deux valeurs trouvées arbitrairement (profondeur de la chambre antérieure et distance de l'angle irido-cornéen de l'axe optique). Les valeurs de volume obtenues par la méthode photographique varient entre 60 et 363 mmc. Pour 9 personnes les volumes obtenus pour les deux yeux furent égaux. Valeur moyenne : 194 ± 66 mmc. Coefficient de corrélation avec l'âge, entre 20 et 70 ans : — 0,68 ± 0,046. Avec l'âge la diminution des valeurs moyennes n'est pas linéaire, après cinquante ans la chute est brusque.

Literatur.

Bangerter, A., und *Goldmann, H.*, erscheint demnächst. — *Barkan, O., S. F. Boyle* and *S. Meisler*, Am. J. of Ophth. S. III. *19*, 209 (1936). — *Contino, A.*, Clin. ocul. *11*, 377 (1910). — *Donders, F. C.*, Ber. Klin. Mbl. f. Augenhk. *10*, 300 (1872). — *Friedenwald* und *Pierce*, Arch. of Ophth., Vol. 7, Nr. 4, 538 (1932). — *Goldmann, H.*, Ophthalmologica *96*, 90 (1938); *98*, 257 (1940). — *Grönholm, V.*, Skand. Arch. f. Physiol. *14* (1903). — *Hegg, E.*, Arch. f. Augenhk. *44*, 84, Erg.-Bd. 1901. — *Helmholtz, H.*, Handbuch der physiologischen Optik, 3. Aufl. (1909), Bd. I, Die Dioptrik des Auges. — *Horstmann, C.*, Graefes Arch. f. Ophth. *25 I*, 79 (1879). — *Krause, E.*, Arch. Anat. und Physiol. 1832. — *Lindstedt, E.*, Arch. f. Augenhk. *80*, 104 (1916). — *Magitot* und *Mestrezat*, Annales d'ocul. *158*, 1 (1921). — *Raeder, I. G.*, Graefes Arch. f. Ophth. *110*, 73 (1922). — *Rosengren, B.*, Acta ophthalm. *8*, 99 (1930).